



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 50 913.1

Anmeldetag: 31. Oktober 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Anregung planarer Schichten
in einem Magnetresonanz-Tomographiegerät
unter Berücksichtigung nichtlinearer
Gradientenfelder

IPC: G 01 R 33/54

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 12. Juni 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hof

Beschreibung

Verfahren zur Anregung planarer Schichten in einem Magnetresonanz-Tomographiegerät unter Berücksichtigung nichtlinearer Gradientenfelder

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Verfahren zur Anregung gerader Schichtpakete im Ortsraum auf der Basis von aufgrund nichtlinearer Gradientenfelder erzeugter nichtplanarer verzerrter Übersichtsbilder durch Verwendung ortsselektiver Gradientenpulse.

Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt: Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicher-

weise die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse).

5

Es wird also zunächst selektiv eine Schicht beispielsweise in z-Richtung angeregt. Die Kodierung der Ortsinformation in der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder die bei dem Beispiel einer in z-Richtung angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

10

15

20

30

Eine erste mögliche Form die Daten in einem MRT-Experiment aufzunehmen ist in den Figuren 2a und 2b dargestellt. Die verwendete Sequenz ist eine Spin-Echo-Sequenz. Bei dieser wird durch einen 90° -Anregungsimpuls die Magnetisierung der Spins in die x-y-Ebene geklappt. Im Laufe der Zeit ($1/2 T_E$; T_E ist die Echozeit) kommt es zu einer Dephasierung der Magnetisierungsanteile, die gemeinsam die Quermagnetisierung in der x-y-Ebene M_{xy} bilden. Nach einer gewissen Zeit (z.B. $1/2 T_E$) wird ein 180° -Impuls in der x-y-Ebene so eingestrahlt, dass die dephasierten Magnetisierungskomponenten gespiegelt werden ohne dass Präzessionsrichtung und Präzessionsgeschwindigkeit der einzelnen Magnetisierungsanteile verändert werden. Nach einer weiteren Zeitdauer $1/2 T_E$ zeigen die Magnetisierungskomponenten wieder in die gleiche Richtung, d.h. es kommt zu einer als „Rephasierung“ bezeichneten Regeneration der Quermagnetisierung. Die vollständige Regeneration der Quermagnetisierung wird als Spin-Echo bezeichnet.

35

Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B. G_y wiederholt, wobei die Frequenz des Kernresonanzsignals (Spin-Echo-Signals) bei jedem Sequenzdurchgang durch den Δt -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) N-mal in äquidistanten Zeitschritten Δt in Anwesen-

heit des Auslesegradienten G^x abgetastet, digitalisiert und abgespeichert wird. Auf diese Weise erhält man gemäß Figur 2b eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit $N \times N$ Datenpunkten. Eine symmetrische Matrix mit $N \times N$ Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen bzw. andere k-Raum-Belegungen erzeugt werden. In Figur 3 sind vier weitere Möglichkeiten für eine zweidimensionale k-Raum-Abtastung graphisch dargestellt. Dabei stellt A eine radial-symmetrische speichenförmige, B eine spiralförmige, C eine nadelscheibenförmige und D eine Lissajousfigurenförmige k-Raum-Trajektorie dar. Aus derartigen Datensätzen im k-Raum können durch Fouriertransformation unmittelbar MR-Bilder der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von $N \times N$ Pixeln rekonstruiert werden. Die Abtastungs-Dichte der jeweiligen Trajektorie ist insbesondere im Falle A und D nicht gleichmäßig und muß - wie später erläutert - durch einen geeigneten Faktor in der Fouriertransformation berücksichtigt werden.

Die verschiedene Varianten der k-Raumabtastung unterscheiden sich letztlich darin:

- a) bei der Datenauslesung: wie die Gradienten, insbesondere der Auslesegradient, während der Auslesung des MR-Signals geschaltet werden und
- b) bei der Schichtanregung: wie die Gradienten, insbesondere der Schichtselektionsgradient, während der Einstrahlung des HF-Anregungspulses geschaltet werden.

Die Schichtanregung wie auch das Auslesen des MR-Signals muss in einer Zeit abgeschlossen sein, die dem Zerfall der Quermagnetisierung entspricht. Ansonsten wären nämlich die verschiedenen Zeilen der k-Matrix entsprechend der Reihenfolge ihrer Erfassung unterschiedlich gewichtet: bestimmte Ortsfrequenzen würden über-, andere dagegen würden unterbetont werden. Hohe Meßgeschwindigkeiten stellen aber auch extrem hohe Anforderungen an das Gradientensystem. In der Praxis werden

z.B. Gradientenamplituden von etwa 25mT/m verwendet. Insbesondere zum Umpolen des Gradientenfeldes müssen erhebliche Energien in kürzester Zeit umgesetzt werden, die Schaltzeiten liegen beispielsweise im Bereich $\leq 0,3\text{ms}$. Die Zeit in der die maximale Gradientenamplitude erreicht werden kann wird allgemein als Gradientenanstiegszeit (engl.: Slewrate) bezeichnet. Die Slewrate ist praktisch die Beschleunigung mit der ein Gradientenfeld eingeschaltet werden kann. Ältere Systeme haben bzw. hatten Slewrates von 20-40 mT/ms. Moderne Geräte jedoch weisen Slewrates von 100-200 mT/ms auf, was dazu führt, dass bei modernen Geräten aufgrund der Gradientenspulen-Induktivität (später genauer erklärt) das jeweilige Gradientenfeld starke Nichtlinearitäten aufweist.

Generell bewirken Nichtlinearitäten der Gradientenfelder eine Verzerrung der rekonstruierten MRT-Bilder die in den meisten Fällen nicht erwünscht ist. Bei modernen MRT-Geräten können solche Verzerrungen bei der Bilddarstellung korrigiert werden. Die Korrektur dient überwiegend kosmetischen Zwecken und erhöht nicht die Befundungsgenauigkeit. Allerdings wird diese Verzerrungskorrektur vom Anwender gerne aktiviert, insbesondere wenn die gemessenen MRT-Bilder an andere Fachärzte weitergegeben werden welche nicht mit den Details der Kernspintomographie vertraut sind.

Will der Anwender nun auf einem solchen korrigierten Bild weitere Messungen durch Positionierung weiterer Schichtpakete planen, so entsteht ein Konflikt: Da die geplanten Schichtpakete entsprechend ihrer räumlichen Position in Wirklichkeit nichtlineare Gradientenfelder "sehen", entspricht die auf dem korrigierten Bild jeweils geplante Bildebene nicht der tatsächlich aufgenommenen Bildebene.

Nichtlinearität und Slewrate sind miteinander unmittelbar verknüpft. So gibt es beispielsweise MRT-Geräte deren Gradientensystem zweckmäßig (aus anwendungstechnischen Gründen) in zwei Zuständen (Modi) betrieben werden kann. Das Gradienten-

tensystem ist so konstruiert, dass in einem ersten Betriebszustand (Mode 1) ein großes jedoch nicht starkes Gradientenfeld in einer verhältnismäßig langsamen moderaten Gradientenanstiegszeit erzeugt werden kann. Ein solches Gradientenfeld ist in der Regel sehr linear. In einem zweiten Betriebszustand jedoch (Mode 2) kann ein relativ kleines aber starkes Gradientenfeld mit schneller Gradientenanstiegszeit erzeugt werden. Ein so erzeugtes Gradientenfeld ist in der Regel stark nichtlinear.

10

Wird nun im Mode 1 ein erstes Schichtpaket als Übersichtsbild aufgenommen auf dem nun weitere Schichtaufnahmen geplant werden, welche jedoch im Mode 2 aufgenommen werden sollen, so entsteht wiederum ein Konflikt wie oben: Die geplanten Schichtebenen werden wegen der unterschiedlichen Nichtlinearität der Gradientenfelder mit der bereits aufgenommenen Bildebene nicht übereinstimmen.

15

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher bei der Planung weiterer MRT-Messungen auf korrigierten MRT-Bildern ein Verfahren bzw. ein MRT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens bereitzustellen durch das auf einfachere Weise derartige Konflikte vermieden werden.

20

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

25

Erfindungsgemäß wird also ein Verfahren zur Planung und Erzeugung von planaren MRT-Schichten auf verzerrungsfreien korrigierten MRT-Übersichtsbildern mittels einem MRT-Gerät beansprucht, welches ein nichtlineares Gradientensystem aufweist dessen Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen gespeichert sind. Das Verfahren ist durch folgende Schritte gekennzeichnet:

30

35

- Erzeugung zumindest eines MRT-Übersichtsbildes,

- Korrektur des zumindest einen MRT-Übersichtsbildes auf Basis der Daten bzgl. der gespeicherten nichtlinearen Abweichungen,
- 5 - Bestimmung der auftretenden Abweichungen einer vom Anwender ausgewählten planaren Schicht (22) in dem korrigierten MRT-Übersichtsbild auf der Basis der gespeicherten Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen,
- 10 - Berechnung einer MR-Sequenz mit einem HF-Anregungspuls (G) sowie Gradientenpulse (E) (F) derart, dass bei gleichzeitiger Einstrahlung dieser Pulse (G) (E) (F) die zumindest eine aufzunehmende Schicht (22) bei der Aufnahme eine Krümmung erfährt (24), die invers ist zu den nichtlinearen Abweichungen des MRT-Übersichtsbildes,
- 15 - Aufnehmen der zumindest einen planaren Schicht (22) durch Anlegen der berechneten MR-Sequenz.

Vorteilhafterweise werden die Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen in der Regel vor der Auslieferung des Gerätes einmalig exakt vermessen.

20

Dabei werden die Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen im Anlagenrechner und/oder in der Sequenzsteuerung gespeichert.

- 5 Die Berechnung des HF-Anregungspuls sowie der Gradientenpulse erfolgt nach einem bekannten Verfahren zur Berechnung ortselektiver Pulse.

- 30 Ferner wird erfindungsgemäß ein Magnetresonanztomographie-Gerät beansprucht, das zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß den Ansprüchen 1 bis 4 geeignet ist.

- 35 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.


Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspintomographiegerät,

Figur 2a zeigt schematisch den zeitlichen Verlauf der Gradientenpulsstromfunktionen einer Spin-Echo-Sequenz,

5 Figur 2b zeigt schematisch die zeitliche Abtastung der k-Matrix bei einer Spin-Echo-Sequenz,

Figur 3 zeigt schematisch vier Varianten der k-Raumabtastung,


10

 Figur 4 zeigt schematisch mögliche Gradientenpulsformen sowie die gleichzeitig eingestrahlten HF-Pulse zur Anregung definierter Schichten im Ortsraum,

15 Figur 5a zeigt schematisch ein MRT-Bild mit Verzerrungen im oberen und unteren Bildbereich und eine geplante Aufnahmeschicht,

20

Figur 5b zeigt schematisch dieselbe MRT-Aufnahme von Figur 5a nach einer Verzerrungskorrektur mit einer der Verzerrung entsprechenden Krümmung der geplanten Aufnahmeschicht,

 5 Figur 5c zeigt schematisch dieselbe MRT-Aufnahme von Figur 5b mit einer Zielschicht, die genau der gespiegelten gekrümmten Aufnahmeschicht entspricht,

Figur 6a zeigt schematisch ein MRT-Bild mit Verzerrungen im oberen und unteren Bildbereich und parallel angeordnete geplante Schichtpakete,

30

Figur 6b zeigt schematisch dieselbe MRT-Aufnahme von Figur 6a nach einer Verzerrungskorrektur mit einer Kennzeichnung eines für die Planung weiterer Schichtpakete erlaubten Bereiches.

35

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes zur Erzeugung von Gradientenpulsen gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Meßvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 erzeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfaßt einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu un-

tersuchenden Bereiches des Objektes umgesetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinecho-
5 signale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfaßt weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse
10 für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil
15 über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Meßvolumen
20 entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in
5 das Meßvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Meßsignals umgesetzt. Durch
30 einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Meßdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Meßdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der
35 jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aus-

- senden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die
- 5 Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfaßt.
- 10 Wie bereits eingangs erwähnt werden die gemessenen MRT-Bilder, die auf dem Bildschirm des Terminals 21 angezeigt werden, aufgrund von Nichtlinearitäten der Gradientenfelder - insbesondere bei moderneren MRT-Geräten mit hoher Slewrate - verzerrt. Diese Verzerrung kann mittlerweile durch geeignete
- 15 auf dem Anlagenrechner 20 bzw. der Sequenzsteuerung 18 implementierten Bildverarbeitungssoftware entsprechend korrigiert werden. Die Grundlage für derartige Korrekturprogramme liefert die genaue Kenntnis der Nichtlinearitäten durch exakte Vermessung der Gradientenfelder, die üblicherweise vor der
- 20 Auslieferung des jeweiligen MRT-Gerätes einmalig durchgeführt wird. Die gemessenen nichtlinearen Abweichungen werden dann z.B. in einem Datensatz in einem Speicher des Anlagenrechners 20 gespeichert.
- 5 Weiter oben wurde erklärt, dass die Positionierung weiterer Schichten auf derart korrigierten MRT-Bildern zu erheblichen Konflikten führt und den Anwender bei der weiteren Meßplanung hindert bzw. im beträchtlichen Maße einschränkt. Aus diesem
- 30 Grunde ist bei MRT-Geräten verschiedener Hersteller eine Schichtplanung bzw. Positionierung auf korrigierten Bildern generell nicht erlaubt, was teilweise zu Kundenbeschwerden führt. Es gibt auch Hersteller die auf deren MRT-Geräten eine Meßplanung auf entzerrten Bildern durch den Anwender zulassen, allerdings kann es dann - nach Aussagen von Kunden -
- 35 passieren, dass ein zu untersuchender Bereich in der jeweiligen geplanten Schicht tatsächlich nicht getroffen wird.

Die vorliegende Erfindung ermöglicht es dem Anwender, trotz einem nichtlinearen Gradientensystem, d.h. trotz eines MRT-Gerätes welches nichtlineare Felder erzeugt, eine sinnvolle Positionierung weiterer Schichten auf korrigierten MRT-Bildern vorzunehmen.

Eine sinnvolle Planung von Aufnahmeschichten auf der Basis korrigierter Bilder setzt voraus, dass die Anregungsschichten eine definierte Krümmung besitzen durch welche die Verzerrung des korrigierten Bildes wieder kompensiert wird. Umgekehrt würde dies bei einem MRT-Gerät, dessen Gradientensystem nichtlineare Felder erzeugt, die Anregung gerader Schichtpakete im Ortsraum erfordern, was bei derzeitigen Geräten nicht möglich ist.

15

Aus der Literatur - speziell: J.Hardy, E.Cline, P.Bottomley, Journal of Magnetic Resonance, 87, 639-645 (1990) - ist jedoch theoretisch bekannt, wie mit geeigneter Gradientenpulsmodulation, durch sogenannte "ortsselektive HF-Pulse", im Prinzip beliebige zweidimensionale oder dreidimensionale Gebilde im Ortsraum angeregt werden können.

20

Figur 4 zeigt beispielsweise den notwendigen Verlauf der Gradienten in x-Richtung E (durchgezogene Linie) sowie in y-Richtung F (gestrichelte Linie) um eine 24-segmentige radial-symmetrische k-Raum-Trajektorie gemäß Figur 3A abzutasten. Der korrespondierende Verlauf des gleichzeitig einzustrahlenden HF-Anregungspuls ist in Figur 4G dargestellt. Letztendlich bestimmt also die k-Raum-Trajektorie, wie die Gradienten während der Einstrahlung des HF-Anregungspulses zu schalten sind. Eine derartige gezielte Gradientenpulsmodulation (ortsselektive Pulse) macht sich die vorliegende Erfindung zunutze um definierte Schichten im Ortsraum zu erzeugen.

30

Um also ein gerades Schichtpaket bei nichtlinearen Gradientenfeldern anzuregen, werden erfindungsgemäß also ortsselektive Pulse eingesetzt um dadurch eine Vorverzerrung mit ent-

35

gegengesetztem Vorzeichen zu erzeugen. Diese "künstlich" erzeugte Krümmung der Schicht wird dann durch die Nichtlinearität der Gradientenfelder exakt aufgehoben, so dass die tatsächlich angeregte Schicht gerade ist.

5

Das Vorgehen soll anhand der Figuren 5a bis 5c verdeutlicht werden: In Figur 5a ist eine MRT-Aufnahme von der Hüfte bis zu dem unteren Oberschenkelbereich dargestellt. Wie deutlich zu sehen ist, hat die Aufnahme starke Verzerrungen (Verzeichnungen) im oberen und im unteren Bildbereich. Die eingezeichnete gerade Linie 22 stellt eine geplante Schicht dar, die bei einer Anregung durch Schichtselektion auch tatsächlich angesprochen wird. Allerdings würde - wie man sieht - aufgrund der Verzerrung die Anatomie nicht planar, d.h. in einer Ebene, abgebildet. Figur 5b zeigt die Aufnahme von Figur 5a nach einer Verzeichnungskorrektur. Durch die Entzerrung des Bildes erfährt die ehemals gerade Schicht 22 nunmehr eine deutliche Krümmung (Schicht 23). Wollte man im nun korrigierten Bild eine planare Schicht anregen - entsprechend Schicht 22 in den Figuren 5a bzw. 5b -, so muß die anzuregende Schicht eine Verzerrung aufweisen, die die Verzerrung von Schicht 23 in Figur 5b kompensiert. Eine solche Schicht ist in Figur 5c als Schicht 24 eingezeichnet. Diese Zielschicht 24 ist genau die Spiegelung der Schicht 23 aus Figur 5b an der geplanten Schicht 22. Es sei angemerkt, dass die dargestellten Schichtverläufe nur als schematische Skizzen zu verstehen sind und der Effekt der Verzerrung deutlich übertrieben dargestellt ist.

Beispielhaft kann ein verfahrenstechnischer Ablauf der Erfindung wie folgt angegeben werden:

(1) Planung einer geraden Schicht auf einem korrigierten MRT-Bild,

(2) Bestimmung der real auftretenden Abweichungen von dieser Schicht,

- (3) Berechnung von Gradienten- und Anregungs-Pulsen durch deren kombinierte Einstrahlung Schichtabweichungen mit entgegengesetztem Vorzeichen erzeugt werden,
 (4) Ablauf der Sequenz.

5

Die Bestimmung der Gradientenfeld-Nichtlinearitäten zum Zwecke der Verzeichnungskorrektur weiterer zu planender Schichten kann gemäß des in der Offenlegungsschrift 19540837 beschriebenen Verfahrens erfolgen. Die nach diesem Verfahren

10 ermittelten Daten geben exakt die Abweichung eines Schichtprofils von einer geraden Schicht an und werden erfindungsgemäß als Basis für die Berechnung der Pulsmodulation in Schritt (3) verwendet.

- 15 In Schritt (3) müssen nun Anregungs- und Gradientenpulse so konstruiert werden, dass diese in Kombination im Falle linearer Gradientenfelder die Schicht 24 aus Figur 5c anregen würden. Gemäß J.Hardy, E.Cline, P.Bottomley, Journal of Magnetic Resonance, 87, 639-645 (1990) ist eine derartige Pulskombination wie folgt berechenbar (die Formeln stammen ebenfalls aus
- 20 dieser Veröffentlichung):

(a) Bestimmen der Fouriertransformierten des anzuregenden Gebildes - hier der gekrümmten Schicht 24 in Figur 5c.

5 (b) Bestimmen einer möglichst kurzen k-Raum-Trajektorie (deren Verlauf ist gegeben durch $\dot{K}(t)$), welche die Fläche der eben ermittelten Fouriertransformierten abdeckt. Diese k-Raum-Trajektorie bestimmt letztlich, wie die Gradienten $G(t)$ während des HF-Pulses zu schalten sind:

30
$$\vec{G}(t) = (1/\gamma) \dot{\vec{K}}(t)$$

Dabei sind $G(t)$ und $K(t)$ als vektorielle Größen zu verstehen.

(c) Zeitgleiches Einstrahlen eines spezifischen Gradientenpulses mit den Gradientenpulsen gemäß der Beziehung

$$B_1(t) = \frac{-i(\vec{G}(t))}{\rho(\vec{K}(t))} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \text{Schicht}(\vec{r}) e^{i(\vec{K}(t)\vec{r})} dx dy$$

- 35 Im Integral steht die in (a) ermittelte Fouriertransformierte des Schichtprofils der anzuregenden Schicht 24 (Figur 5c).

Der Nenner in dem Faktor vor dem Integral ist ein Korrekturfaktor der die Dichte der k -Raum-Trajektorie berücksichtigt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Planung und Erzeugung von planaren MRT-Schichten auf verzerrungsfreien korrigierten MRT-Übersichtsbildern mittels einem MRT-Gerät welches ein nichtlineares Gradientensystem aufweist dessen Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen gespeichert sind,

g e k e n n z e i c h n e t d u r c h folgende Schritte:

- 10 - Erzeugung zumindest eines MRT-Übersichtsbildes,
- Korrektur des zumindest einen MRT-Übersichtsbildes auf Basis der gespeicherten Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen,
- Bestimmung der auftretenden Abweichungen einer vom Anwender ausgewählten planaren Schicht (22) in dem korrigierten MRT-Übersichtsbild auf der Basis der gespeicherten Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen,
- 15 - Berechnung einer MR-Sequenz mit einem HF-Anregungspuls (G) sowie Gradientenpulse (E) (F) derart, dass bei gleichzeitiger Einstrahlung dieser Pulse (G) (E) (F) die zumindest eine aufzunehmende Schicht (22) bei der Aufnahme eine Krümmung erfährt (24), die invers ist zu den nichtlinearen Abweichungen des MRT-Übersichtsbildes,
- 20 - Aufnahmen der zumindest einen planaren Schicht (22) durch Anlegen der berechneten MR-Sequenz.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s die Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen einmalig exakt vermessen und gespeichert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 bis 2,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s die Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen als Datensatz im Anlagenrechner und/oder in der Sequenzsteuerung gespeichert sind.

4. Verfahren nach Anspruch 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Berechnung des HF-Anregungspuls (G) sowie der Gradienten-
pulse nach einem bekannten Verfahren zur Berechnung ortsse-
5 lektiver Pulse erfolgt.

5. Magnetresonanztomographie-Gerät das zur Durchführung der
Verfahren gemäß den obigen Ansprüchen 1 bis 4 geeignet ist.

Zusammenfassung

Verfahren zur Anregung planarer Schichten in einem Magnetresonanz-Tomographiegerät unter Berücksichtigung nichtlinearer Gradientenfelder

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Planung und Erzeugung von planaren MRT-Schichten auf verzerrungsfreien korrigierten MRT-Übersichtsbildern mittels einem MRT-Gerät welches ein nichtlineares Gradientensystem aufweist dessen nichtlineare Abweichungen gespeichert sind, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- Erzeugung zumindest eines MRT-Übersichtsbildes,
- Korrektur des zumindest einen MRT-Übersichtsbildes auf Basis der gespeicherten Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen,
- Bestimmung der auftretenden Abweichungen einer vom Anwender ausgewählten planaren Schicht (22) in dem korrigierten MRT-Übersichtsbild auf der Basis der gespeicherten Daten bzgl. der nichtlinearen Abweichungen,
- Berechnung einer MR-Sequenz mit einem HF-Anregungspuls (G) sowie Gradientenpulse (E) (F) derart, dass bei gleichzeitiger Einstrahlung dieser Pulse (G) (E) (F) die zumindest eine aufzunehmende Schicht (22) bei der Aufnahme eine Krümmung erfährt (24), die invers ist zu den nichtlinearen Abweichungen des MRT-Übersichtsbildes,
- Aufnehmen der zumindest einen planaren Schicht (22) durch Anlegen der berechneten MR-Sequenz.

FIG 1

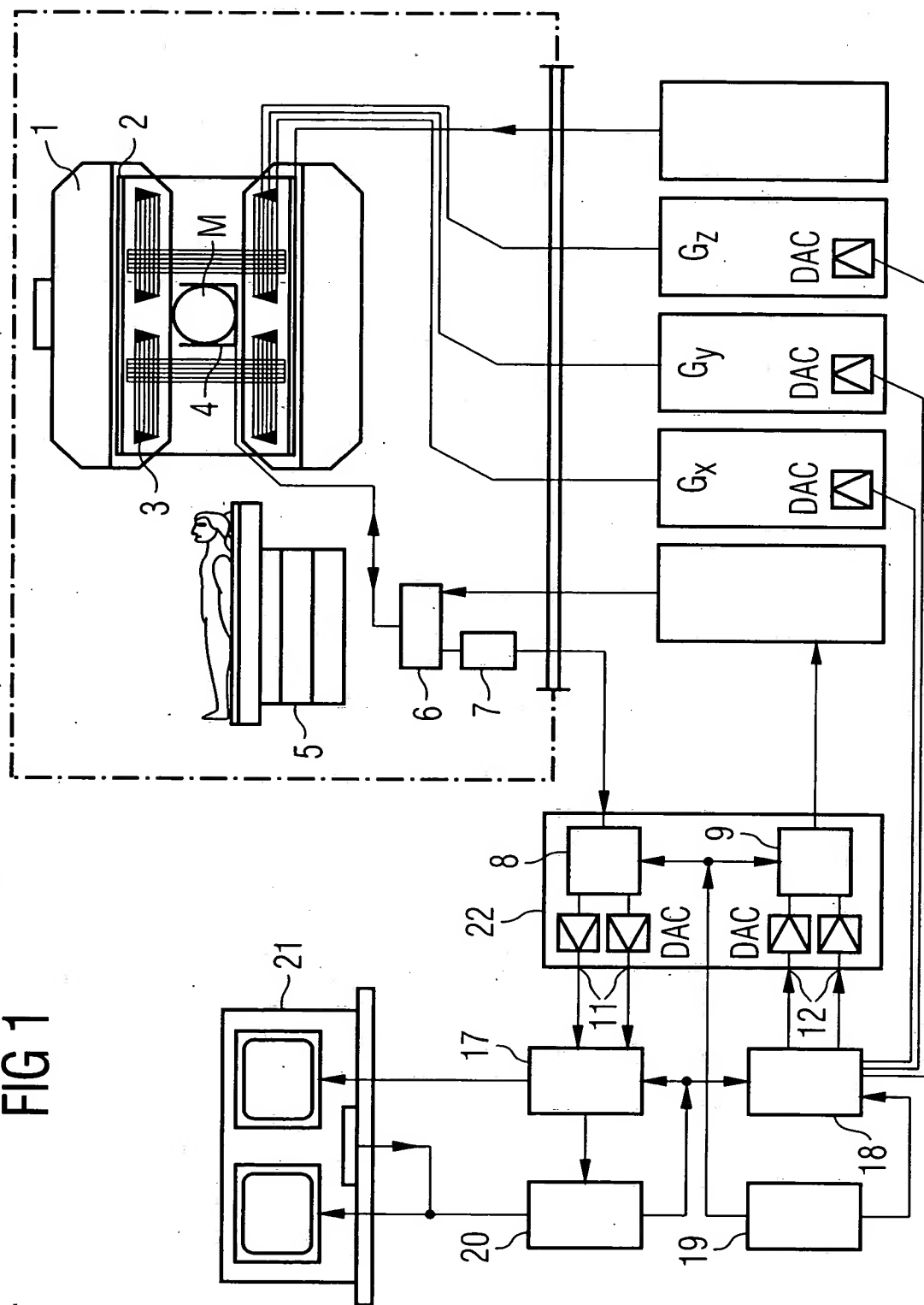


FIG 2A

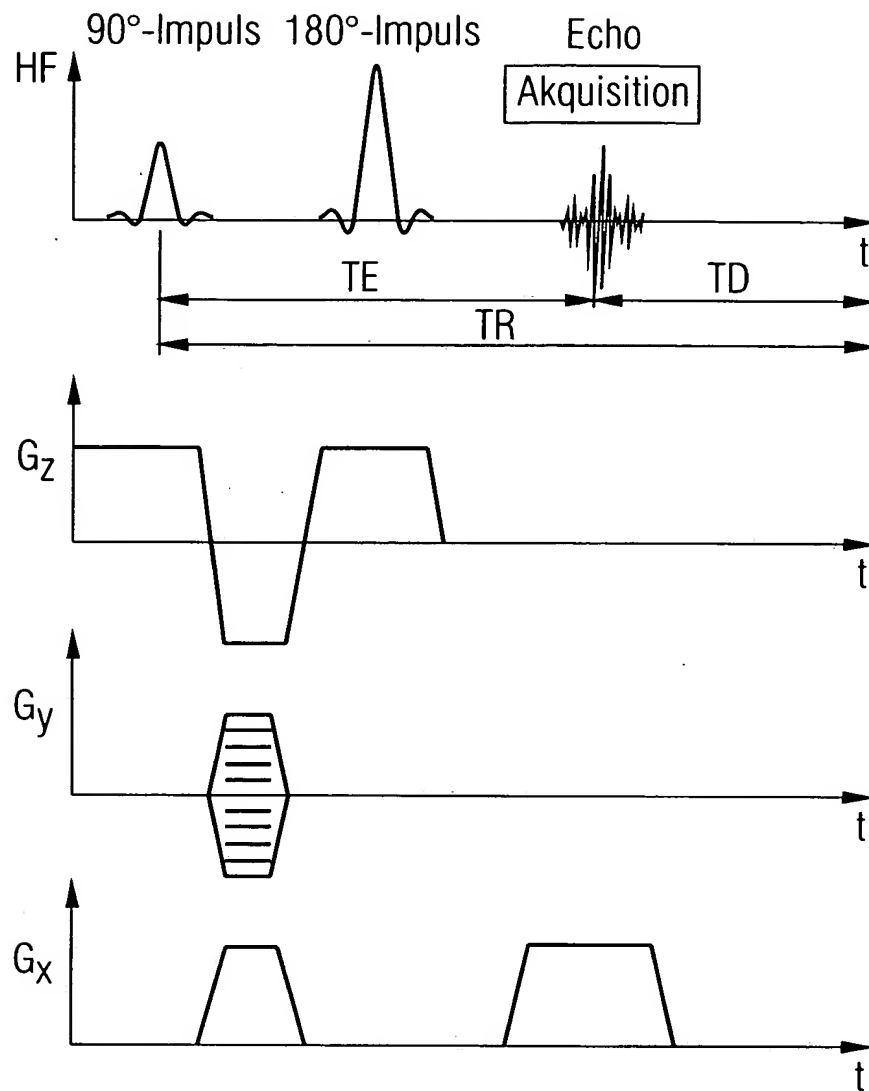


FIG 2B

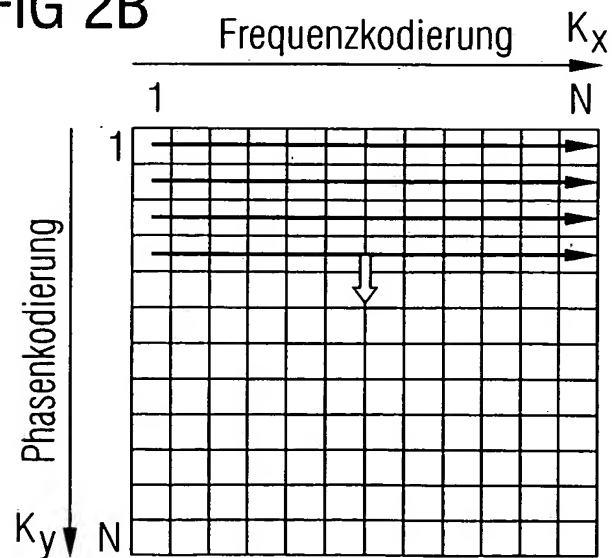


FIG 3A

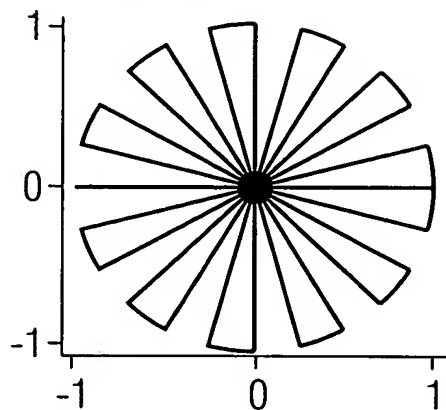


FIG 3B

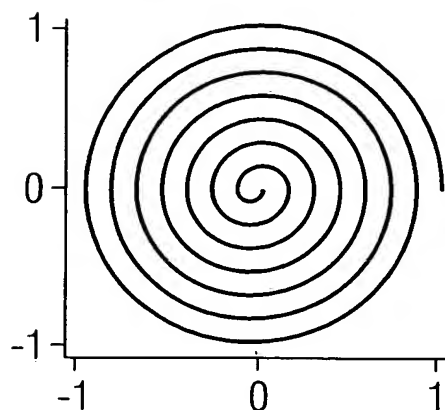


FIG 3C

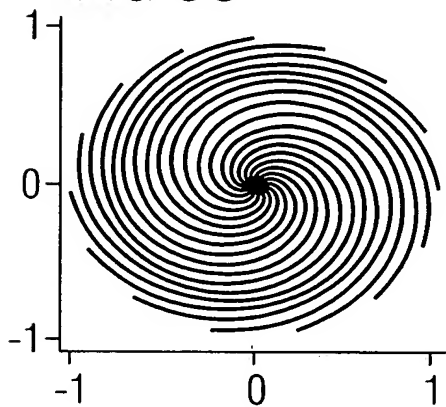


FIG 3D

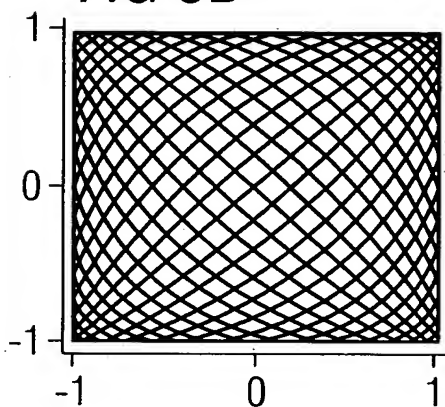


FIG 4

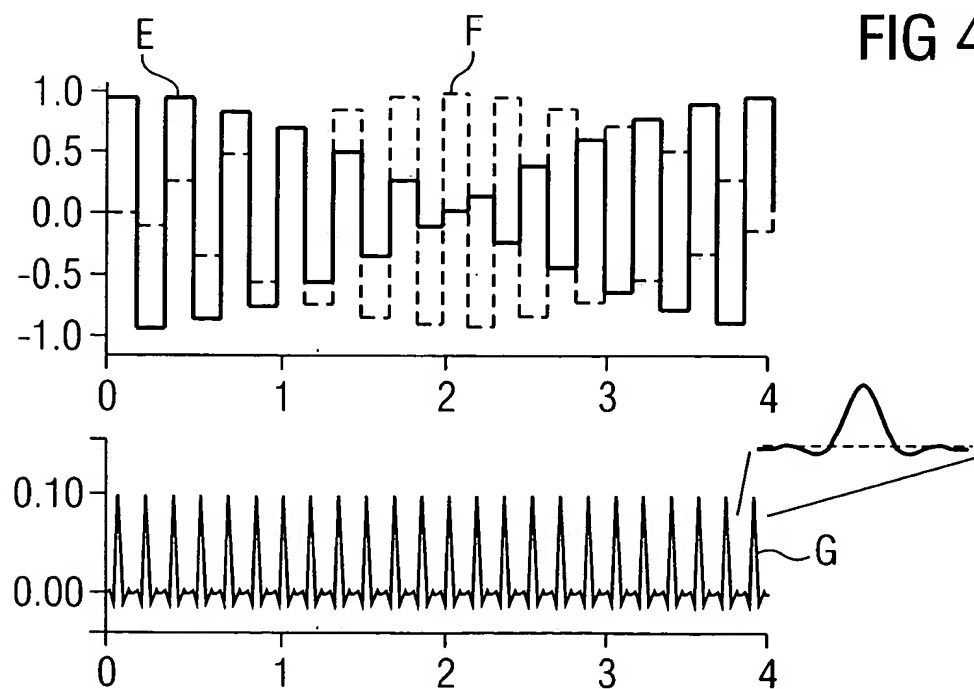


FIG 5A

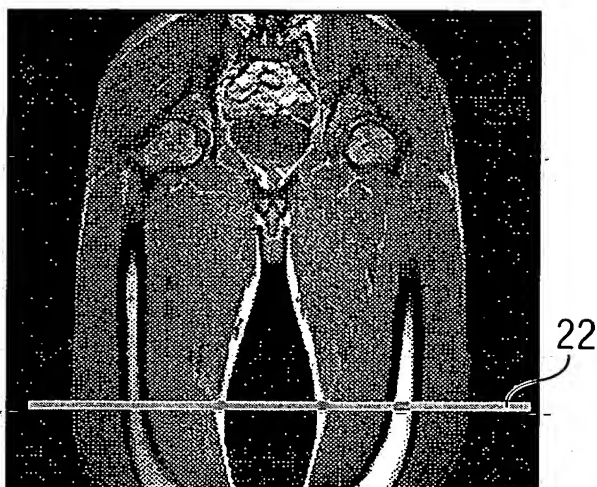


FIG 5B

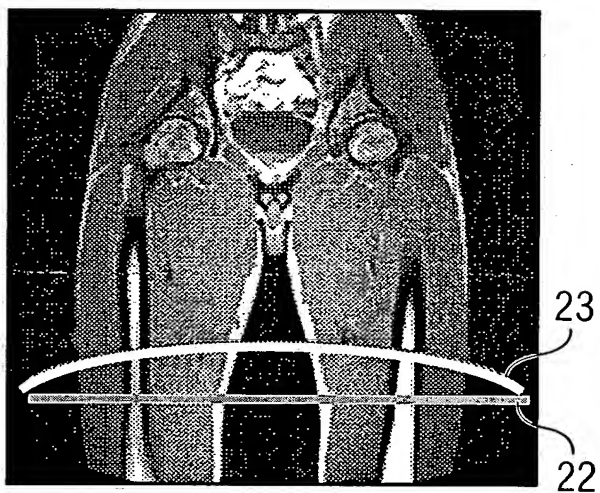


FIG 5C

